

JATE Kibernetikai Laboratórium és
Országos Munkaegészségügyi Intézet

Légzésmechanikai jelek számítógépes feldolgozása

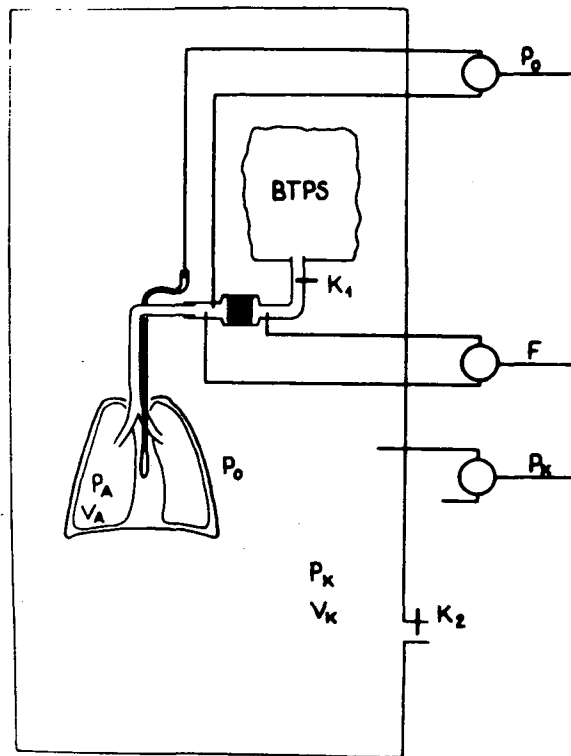
Hantos Zoltán, Galgóczy Gábor, Kovács Anna és Fülöp József

A krónikus aspecifikus léguti megbetegedések tömeges vizsgálatának igénye az elmúlt két évtizedben serkentőleg hatott a légzésfunkciós vizsgálati módszerek fejlődésére. A spirometria tökéletesítése és az oesophagus-ballon technika finomítása mellett ezért a kényelmesebb, non-invazív testpletizmográfias módszerek is kialakultak és széleskörűen alkalmazottakká váltak.

A testpletizmográfias eljárás - mely a már múlt század végén lefektetett elvek realizációja - a klinikai gyakorlatban néhány alapvető légzésfunkciós paraméter (intrathoracalis gázvolumen, "resistance") rutinszerű meghatározására szolgál. Körültekintően alkalmazva azonban hasznos kutatási eszköz, segítségével spontán légzés esetén, időbeli lefolyásokban mérhetők: az alveolaris nyomás (indirekt, közelítő módon), a pneumotachogram, valamint - szonda alkalmazásával - az oesophagusnyomás, mely utóbbi az irodalomban általánosan elfogadott reprezentánsa az interpleuralis nyomásnak.

A pletizmográfias mérésekből sok információ nyerhető, ennek azonban feltétele, hogy a mérési elvet jelentő összefüggéseket a szokásos elhanyagolások nélkül alkalmazzuk, megkíséreljük szétválasztani az összetetten mért mennyiségeket, valamint figyelembe vegyük a mérőrendszer (vagy a mérési elv) ismert torzításait. Ez sajátos módon mindazoktól az elhanyagolásoktól, egyszerűsítő feltételektől való megszabadulást jelenti, melyek egyébként a pletizmográfiát rutin eljárásként alkalmazottá tették.

I. A számítógépes feldolgozás jellegzetességeinek megértéséhez szükséges a pletizmográfias mérési eljárás lényegének ismertetése (ld. 1. ábra). A vizsgált személy egy 800-900 l térfogatu, hermetikusan zárt kamrában ül és egy olyan műanyagzsákból léghiz, amely volumenváltozások-



1. ábra

kal szemben gyakorlatilag nem fejt ki ellenállást. A termosztált zsák segítségével biztosítható a ki- és belégzett levegő hőmérséklete és páratartalma közötti közelítő egyenlőség. A légzési áramlás (F) mérése differenciálmánométerrel történik, nyomást mérünk továbbá a száj előtt, a kabintérben és esetenként az oesophagus-szondához csatlakozva.

A termodinamikai viszonyok a kabin termikus egyensúlyának beálltakor sem tekinthetők tisztán izotermikus jellegűnek. A mellkasi gázterfogat kompressziós-expanziós változásai következtében az állapotváltozások adiabatikusak lennének, azonban a nagy ($70-80 \text{ m}^2$) alveolaris felület mégis közelítőleg izotermikus állapotváltozásokat tesz lehetővé. Így a Boyle-Mariotte törvény alapján az alveolaris nyomás (P_A) változására a következő összefüggés vezethető le:

$$P_A(t) = - P_k(t) \frac{V_{k0} - V_k(t)}{V_{A0} + V_A(t)} \quad , \quad /1/$$

ahol $P_k(t)$ a kabinban mért nyomásváltozás, V_{k0} , ill. V_{A0} egy kezdeti, $P_{k0} = P_{A0}$ állapothoz tartozó kabin- ill. mellkasi gáztérfogat, $V_k(t)$ és $V_A(t)$ pedig a kabintérfogat, ill. mellkasi gáztérfogat megváltozásainak értékei. A kabintérfogat változása a kiindulási érték mellett a légzés során kb. 0,1 %-os hibával elhanyagolható, így a fenti összefüggés a következőképpen egyszerűsödik:

$$P_A(t) \approx - P_k(t) \frac{V_{k0}}{V_{A0} + V_A(t)} \quad /2/$$

A mért kabinnyomás és az alveolaris nyomás közötti "átszámítási tényező" tehát nem állandó, hanem a légzés folyamán - a mellkasi gáztérfogat változása következtében - változó érték. $V_A(t)$ ezenkívül általában nem tekinthető periódikusnak sem, hiszen pl. a zsák széndioxid-koncentrációjának fokozódása következtében a vizsgált személy spontán áthelyezheti légzési "munkapontját" jelentősen magasabb értékre is. Meg kell jegyeznünk azonban, hogy a rutin vizsgálatok során - érthető okokból - egyszerűen a

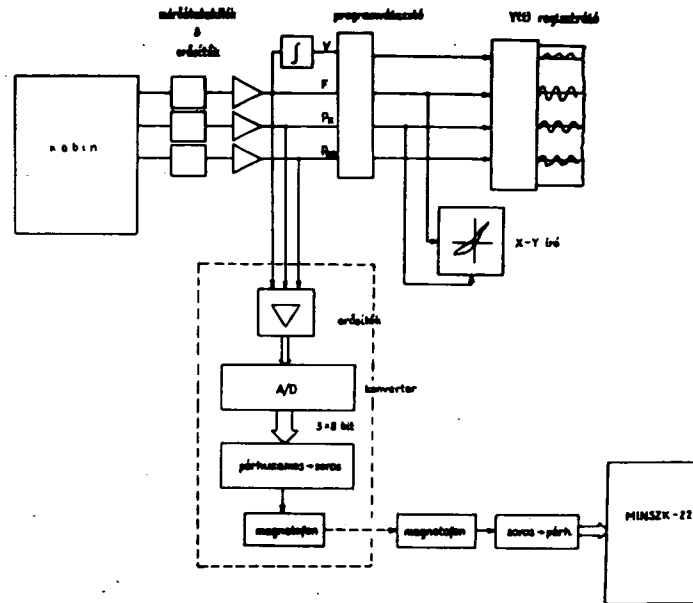
$$P_A(t) \approx - P_k(t) \frac{V_{k0}}{V_{A0}} \quad /3/$$

összefüggést használják.

A V_{k0}/V_{A0} hányadost a következő manőver segítségével határozzák meg: a szájrészt a nyomásmérő után elhelyezett K_1 elektromágneses szeleppel a kilégzés végpontján elzárják, miközben a páciens a korábban kapott instrukcióknak megfelelően tovább igyekszik folytatni a légzést. A mellkasi gáztérfogat e kilégzés-végi állapotban tehát

$$V_{A0} \approx V_{k0} \frac{|\Delta P_k|}{|\Delta P_A|} \quad /4/$$

ahol V_{k0} a kabintérfogat, valamint a páciens közelítő térfogatának ismeretében számítható. Utalva a fentiekre, megjegyezzük, hogy a mellkasi gáztérfogat egyszeri meghatározása és állandóként használata alapján számított és regisztrált $P_A(t)$ alveolaris nyomás meghatározási hibája kb. 10-40 %, a légzési volumenektől és egyéb tényezőktől függően.



2. ábra

II. Adatfelvételi rendszerünk tömbvázlatát a 2. ábrán mutatjuk be. A testpletizomográf segítségével mért három légzésmechanikai jelet (áramlás, kabinnyomás, oesophagus-nyomás) a pletizomográf mérőerősítőiről a mágneses jelrögzítő-berendezés változtatható erősítésű előerősítőire vezetjük, melyek jeleit három csatornás analóg-digitális átalakító 8-8 bites bináris kóddá konvertálja. A mintavételek közötti intervallum 25, ill. 50 msec-ra állítható be. Párhuzamos-soros átalakítás után a bitenként markerjelekkel ellátott és mintavételenként egy impulzuscsomagba összeállított kódokat közönséges Philips típusú kazettás magnetofonon rögzítjük. A pletizomográf mérőerősítőinek jeleit - rutin használat esetén - programválasztón keresztül X-Y íróra vezetjük, melynek segítségével pl. az áramlás, vagy a légzési volumen ábrázolható a kabinnyomás konstansszorosaként értelmezett "alveolaris" nyomás függvényében, egy-egy kiválasztott légvétel alatt. Ugyancsak ilyen módon határozható meg - a görbe-merevedség grafikus meghatározásával - a fentiekben említett kilégzés-végi mellkasi gáztérfogat (V_{A0}) értéke is.

Az előerősítők kimenőjeleit (F , P_A , P_0), valamint az áramlás elektronikus integrálása után nyert V volumen értékét egyuttal Hellige Polygraph-ra is vezetjük, az így nyert grafikus regisztrátumok az ellenőrzés és a későbbi azonosítás céljaira szolgálnak. Felvételre - az egyen-

letessé vált légzés direktíron követhető beállítástól kezdődően - általában 10-20 légzési periódus kerül.

III. A rögzített adatok feldolgozását a Kibernetikai Laboratórium Minszk-22 típusú számítógépén végezzük. A beolvasó egység byte-onként továbbítja a beolvasó magnetofon impulzuscsoomagjait, az egyes felvételek beolvasása után pedig mágnesszalagos háttértárolóba kerülnek az adatok, ahol az egy-egy mintavételből származó értékhármast egy-egy Minszk-szó reprezentál. E mágnesszalagos tárolási forma képezi a további feldolgozás nyersanyagát.

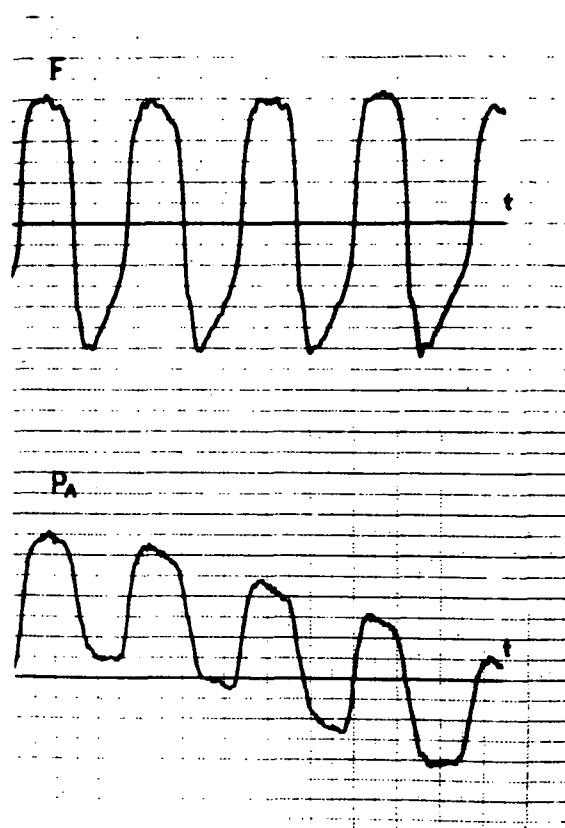
a.) A felvett anyag feldolgozásának első lépése a mintavett értékek folytonos sorozatából álló felvétel légzési periódusokra történő szétbontása. A szétbontás alapját - a fiziológiai konvenciónak megfelelően - az áramlás előjelváltásai képezik. Minthogy a nullátmenetek pillanatában általában nem történik mintavétel, egy-egy periódus értéksorozata (nyers formájában) az előző kilégzés utolsó mintájával kezdődik és a következő periódus első belégzési (pozitív) mintájával végződik. E tárolási formában tehát a mennyiségek (áramlás, alveolaris és oesophagus-nyomás) értéksorozatai átlapolódnak.

b.) A következő lépésben megtörténik a periódus- (és fázis-) határok pontos időpontjának meghatározása az áramlás nullátmeneteit közrefogó értékek (itt kielégítő) lineáris interpolációja segítségével. A kiszámított nullátmeneti időpontokban ezután (hasonló módszerrel) meghatározandók az alveolaris és az oesophagus-nyomás értékei. Ennek megfelelően az időinformációkat jelentő értéksorozat is kibővül az interpolált értékek által két részre osztott intervallumokkal. A következő tárolási fázisba az elsődleges (mért) mennyiségek közül az áramlás és az oesophagus-nyomás értéksorozatai, valamint az időinformációk az interpolált értékektől eltekintve változatlan formában kerülnek át. Az alveolaris nyomás pontosabb értékeinek meghatározásához még néhány korrekció elvégzése szükséges, célszerű továbbá az oesophagus-nyomás viszkózus komponensének kiszámítása és e második tárolási fázisban történő elhelyezése.

E számításokhoz azonban szükség van az áramlási volumen pillanatnyi értékeinek ismeretére. $V(t)$ értéksorozatát az áramlásértékek numerikus integrálásával nyerjük, ahol a kezdeti értéket a korábbiakban ismertett manőverrel meghatározott V_{A0} jelenti.

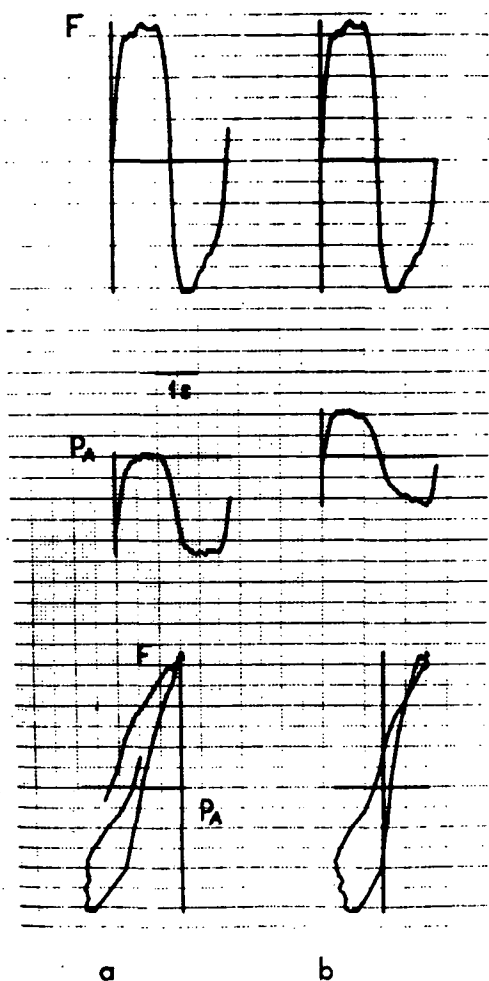
Az alveolaris nyomás kabinnyomásból történő meghatározásánál komoly nehézséget okoz a kabinnyomás nem légzéseredetű, helyesebben nem légzésszinkron összetevőinek leválasztása. Mindaddig ugyanis, amíg a kabin-páciens együttes termikus szempontból (hőmérséklet, páratartalom) nincs egyensúlyi állapotban, a kabinnyomás légzésszinkron változásának középvonala sem állandó (ld. 3. ábra). A diagnosztikus jelentőségű nyomás-áramlás diagramok (v.n. rezisztencia-hurkok) ekkor nem záródnak, kiértékelésük lehetetlen (4a. ábra).

A testpletizmográfias szakirodalomban közölt tapasztalatok szerint kb. 15 perc után stabilizálódik a kabinnyomás "nullvonala". A stabilizálódás folyamata csak részben siettethető a kabin felfűtésével, az esetlegesen fellépő belső nyomás alkalmankénti, levegőleszívás általi kiegyenlítésével, stb. Mikorra azonban a páciens megszokja a kísérleti körülményeket, és hőtermelése egyenletessé válik, meglehetősen hosszú idő telik el, ekkor viszont már a kényelmetlen körülmények (még, magas páratartalom, CO_2 -felszaporodás) egyre kevésbé spontán légzésmintákat okozhatnak.



3. ábra

A rutin vizsgálatoknál kompromisszumként a mérést a kabin lezárása után néhány perccel elkezdik, és a még jelentős belső nyomás-változásokat azáltal küszöbölik ki, hogy a kabin oldalán kis átmérőjű nyílást hagynak. A nyíláson keresztüli nyomáskiegyenlítődés a kabin-középnomás változásait erőteljesen lecsökkenti, anélkül, hogy a légzési nyomásamplitudókat - legalábbis szemre - észrevehetően csillapítaná, hatása azonban annál inkább észrevehető a nyomás-áramlás diagramok formáján. Az 5a, b és 6a, b ábrákon nyitott, ill. zárt kabinnal mért



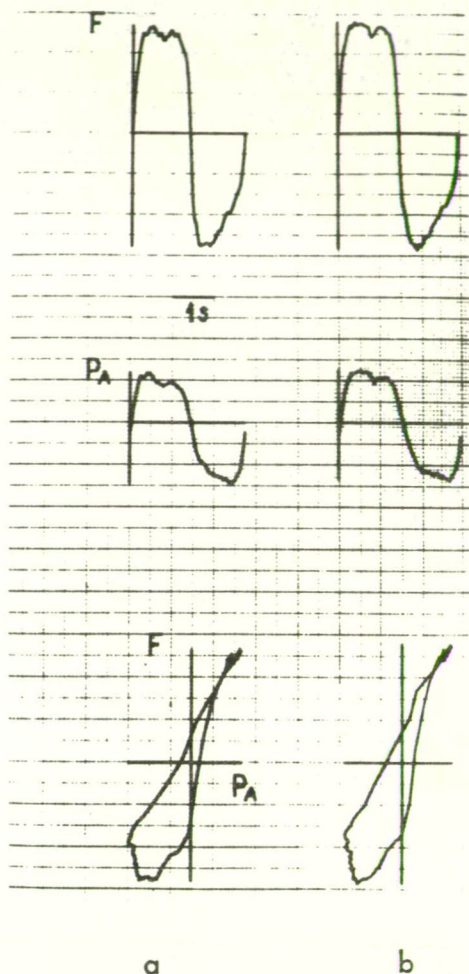
4. ábra

használat is. A 4b. ábra e korrekció eredményét szemlélteti. Az intrathoracalis gázvolumen időbeli változásának ismeretében a /2/ alapján korrigált kabinnyomásból számítható az alveolaris nyomás.

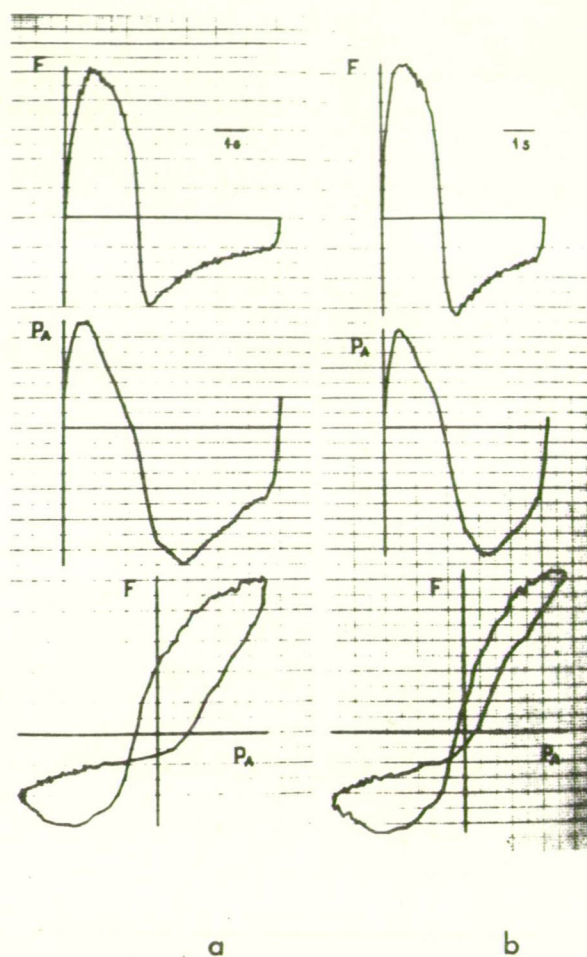
A fentiekben ismertetett eljárások lehetővé teszik, hogy viszonylag korrekt globális információkhoz jussunk a légzésmechanika légtuti részrendszerének működésére vonatkozóan. A légzésmechanika egészét tükröző egy további mennyiséget humán kísérletek során is viszonylag egyszerű módon, a transpulmonalis nyomás megfelelőjeként elfogadott oesophagus-nyomás mérése útján nyerhetünk.

periódusokat és rezisztencia-hurkaikat hasonlítjuk össze. Magasabb frekvenciával légző páciensek esetén (5. ábra) a nyitott (a) és a zárt (b) kabin esetén mért rezisztencia-hurkok eltérése még kicsi, hosszabb, elnyújtottabb légzéstípusnál (6. ábra) azonban már jelentős különbséget láthatunk. E különbség legjobban a nyomás és áramlás közötti fáziseltérésben jelentkezik, melyet az áramlás-kezdeti és végi nyomásértékek közötti távolság (un.hiszterézis) jól reprezentál.

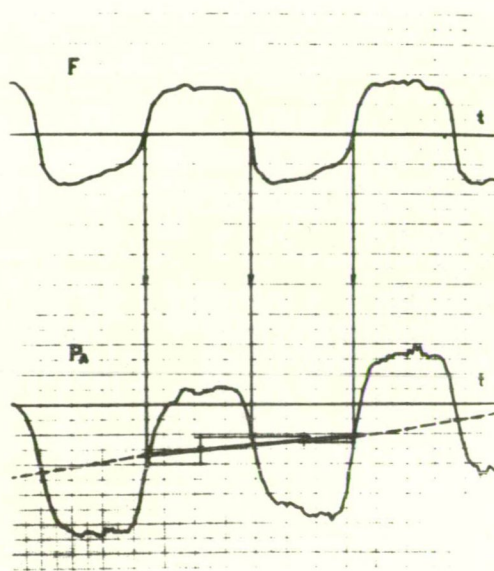
A fenti illusztrációkhoz is már a következőképpen korrigált kabinnyomást használtuk: egy légzési perióduson belül a kabin középnyomásának változását lineárisan közelítve, és feltételezve azt, hogy az áramlás belégzés-kezdeti és -végi nullátmeneteinél a nyomásértékek azonos abszolút értékek, minden periódusra konstruáltunk egy-egy nullvonalat (a nullvonal meghatározásának grafikus illusztrálása a 7. ábrán látható). A nyomásértékeket ezen új nullvonalra korrigáltuk, így a nyomásmérés és a digitalizálás értékhatárain belül már megengedhető a nyomásgörbe vándorlása és ennél fogva a tökéletesen zárt kabin



5. ábra

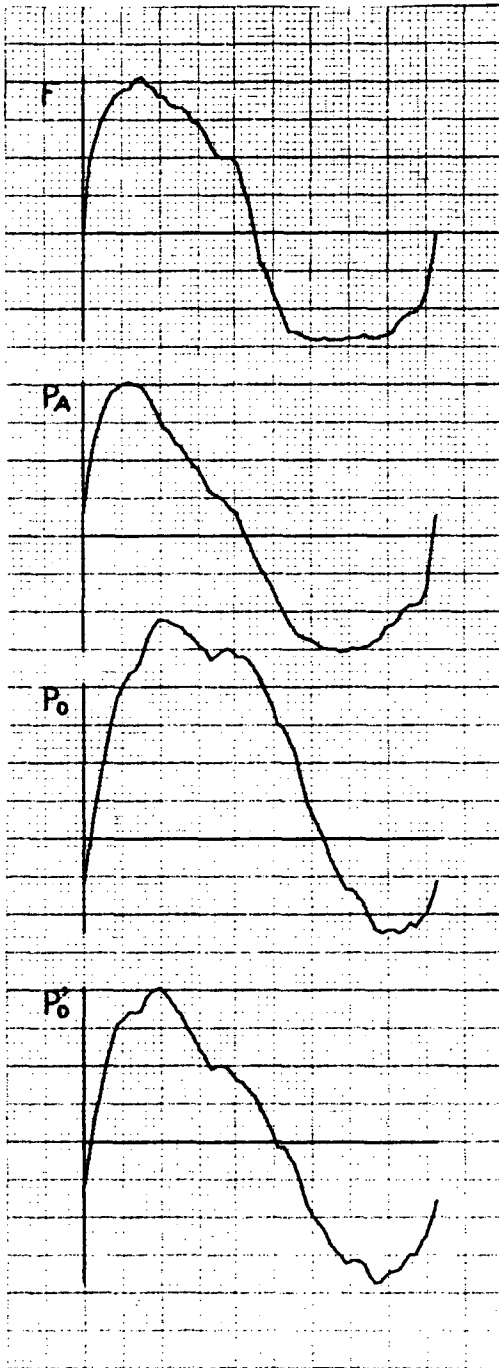


6. ábra



Az oesophagus-ballonnal mért nyomás a légúti áramlással többé-kevésbé szinkron változása mellett tartalmaz még egy másik összetevőt: az ún. elastikus komponenst, amely a spontán légzés tartományában a tüdő statikus előfeszítettségével, azaz a tüdő aktuális volumenével arányosnak tekinthető. A statikus nyomáskomponens leválasztása többek között az alveolaris és az oesophagus-nyomás összevethetősége miatt indokolt. Dinamikus mérési körülmények között azonban az áramlási nullátmenetekenél mért oe-

7. ábra



sophagus-nyomás értékei nem tekinthetők teljes egészükben e statikus előfeszítettség eredményének, hiszen már a léguti rendszer nem-rezisztív paraméterei is létrehoznak fáziseltolódásokat az áramlás és az alveolaris nyomás között. Korrekciós formulánk ezen előzetes megfontolásokat tükrözi:

$$P'_0(t) = P_0(t) - (1-h_c) P_0(t_0) -$$

$$- \frac{V(t)}{V(t_k)} \left[P_0(t_k) - (1-2h_c) P_0(t_0) \right], \quad /5/$$

ahol P_0 a mért (viszkoelasztikus), P'_0 a korrigált (viszkózus) oesophagus-nyomás, h_c az ún. hiszterézis-együttható, melynek változtatásával a perióduskezdetkor mért nyomást részben, vagy teljes egészében fáziskülönbségként értelmezhetjük, $V(t)$ a légzési volumen pillanatnyi értéke, t_0 a periódus-kezdeti áramlási nullátmenet ($F=0$, $V=0$), t_k a belégzés-végi nullátmenet ($F=0$, $V = \text{max}$) időpontja. A 8. ábrán az áramlás, az alveolaris nyomás és a mért (viszkózus+elasztikus) oesophagus-nyomás alatt az utóbbi $h_c = 1$ értékkel számított viszkózus komponensét tüntettük fel. Látható, hogy a viszkózus komponens jellegében sokkal közelebb áll az áramlás és az alveolaris nyomás lefolyásához, mint az oesophagus-nyomás totális értéke.

8. ábra

A mért és származtatott légzésmechanikai mennyiségeket tartalmazó második tárolási fázisban mindkét (totális és viszkózus) oesophagus-nyomást elhelyezük, a léguti áramlás, az alveolaris nyomás, a légzési volumen és az idő-

információk mellett.

Rajzolóprogram segítségével egy-egy periódus bármelyik légzésmechanikai mennyisége megjeleníthető időbeli lefolyásban, valamint bármelyik mennyiség ábrázolható egy másik függvényében (óramlás-nyomás és volumen-nyomás diagramok, stb.).

c.) A feldolgozás jelenlegi állapotának utolsó lépése az egyes légzési periódusok néhány globális jellemzőjének kiszámítása. Ennek során meghatározzuk a teljes periódusra, valamint a belégzési és kilégzési fázisra vonatkozó léguti áramlási munka értékét:

$$W_A = W_{Ai} + W_{Ae} = \int_{t_o}^{t_k} P_A F dt + \int_{t_k}^{t_N} P_A F dt, \quad /6/$$

valamint az oesophagus-nyomás viszkózus komponensével - a fentivel analóg módon - számított transpulmonalis viszkózus légzési munka értékét:

$$W_T = W_{Ti} + W_{Te} = \int_{t_o}^{t_k} P'_0 F dt + \int_{t_k}^{t_N} P'_0 F dt. \quad /7/$$

A fenti munkaértékek az adott V volumen ventillálása során végzett léguti, ill. transpulmonalis munkát fejezik ki. A légzésfunkciós diagnosztikában - az összehasonlíthatóság kedvéért - a munka légzési volumenegységre vonatkoztatott értékét szokás megadni. Ez a $W_A = W_A/V$, stb. hányadosok kiszámítását jelenti. Ezen értékek segítségével a bronchialis obstrukció mértékét jellemzik, bár erre a célra alkalmasabbak a léguti (ill. transpulmonalis) rezisztencia-jellegű mennyiségek. Az értékelés során ezért az

$$R_{eq} = \frac{W}{\int_{t_o}^{t_N} F^2 dt} \quad /8/$$

tipusu un. ekvivalens rezisztencia értékeinek kiszámítását végezzük. Az ekvivalens rezisztenciát olyan fiktív, állandó értékű ellenállásként definiáljuk, melyen az adott áramláslefolyás mellett a számított W munkával megegyező energiaveszteség lép fel, azaz R_{eq} a mért rendszerrel energetikailag ekvivalens lineáris rendszer energiafogyasztó komponensének felel meg. Mint globális légzésmechanikai paraméter, ezért sokkal inkább kifejezi a léguti (vagy transpulmonalis) rendszer egy biofizikai tulajdonságát, mint az áramlás időbeli lefolyására és a légzés frekvenciájára rendkívül érzékeny W munka értéke.

